



IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Appl. No. : 10/634,772 Confirmation No. 6846
Applicant : A. KANDORI et al
Filed : August 6, 2003
Title : BIOMAGNETIC FIELD MEASURING APPARATUS
TC/AU : 3768
Examiner : J. Cheng
Docket No. : ASA-1144
Customer No.: 24956

Commissioner for Patents
Mail Stop AF
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

TRANSMITTAL OF CERTIFIED PRIORITY DOCUMENT

Sir:

Submitted herewith is a certified copy of the corresponding Japanese patent application (JP 2002-229397, filed August 7, 2002) for the purpose of claiming foreign priority under 35 USC §119. An indication that this document has been safely received would be appreciated.

The Commissioner is hereby authorized to charge any additional payment due to Deposit Account No. 50-1417.

Respectfully submitted,

MATTINGLY, STANGER, MALUR & BRUNDIDGE, P.C.

By 
Shrinath Malur
Reg. No. 34,663
(703) 684-1120

June 21, 2007

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 8 月 7 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 2 2 9 3 9 7
Application Number:
ST. 10/C] : [J P 2 0 0 2 - 2 2 9 3 9 7]

出 願 人 株式会社日立ハイテクノロジーズ
Applicant(s):

USSN 10/634,772
MATTINGLY, STANGER, MALUR + BRUNDIDGE, P.C.
(703) 684-1120
DKT: ASA1144

2 0 0 3 年 8 月 2 6 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 H02011071A

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/05

【発明者】

【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所中央研究所内

【氏名】 神鳥 明彦

【発明者】

【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所中央研究所内

【氏名】 宮下 豪

【発明者】

【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所中央研究所内

【氏名】 塚田 啓二

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県ひたちなか市大字市毛 8 8 2 番地 株式会社日立ハイテクノロジーズ設計・製造統括本部那珂事業所内

【氏名】 村上 正浩

【発明者】

【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所中央研究所内

【氏名】 緒方 邦臣

【特許出願人】

【識別番号】 501387839

【氏名又は名称】 株式会社日立ハイテクノロジーズ

【代理人】

【識別番号】 100075096

【弁理士】

【氏名又は名称】 作田 康夫

【電話番号】 03-3212-1111

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 生体磁場計測装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外部磁場を遮蔽する手段と、被験体を支持するベッドと、前記被験体から発生する生体磁場を検出する単数又は複数の SQUID 磁束計と、前記 SQUID 磁束計を低温に保持するクライオスタットと、前記 SQUID 磁束計を駆動する駆動回路と、前記駆動回路の出力信号を収集し演算処理を行う演算処理装置と、前記演算処理の結果を表示する表示装置とを有し、前記演算処理装置は、(1) 計測された前記生体磁場の波形から、母体の心臓から発生する磁場波形を除去する処理と、(2) 前記母体の心臓から発生する磁場波形が除去された波形から、胎児の心臓から発生する磁場波形の第 1 のテンプレート波形を求める処理と、(3) 前記母体の心臓から発生する磁場波形が除去された波形と前記第 1 のテンプレート波形との間の相互相関係数の波形を求める処理と、(4) 前記相互相関係数の波形からピークを検出する処理と、を行ない、前記表示装置に検出された前記ピークの出現時刻が表示されることを特徴とする生体磁場計測装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の生体磁場計測装置において、前記 (1) の処理は、前記母体の心臓から発生する磁場波形の第 2 のテンプレート波形を求める処理と、前記第 2 のテンプレート波形の初期点と終了点の値をゼロとする基線補正処理と、計測された前記生体磁場の波形から、前記基線補正処理がされた前記第 2 のテンプレート波形を除去する処理とを含むことを特徴とする生体磁場計測装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の生体磁場計測装置において、前記 (1) の処理は、前記生体磁場の検出と同時に計測された前記母体の心電波形を参照信号として実行されることを特徴とする生体磁場計測装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の生体磁場計測装置において、前記 (2) の処理において、加算平均処理によって前記第 1 のテンプレート波形を求めることを特徴とする生体

磁場計測装置。

【請求項5】

請求項2に記載の生体磁場計測装置において、加算平均処理によって前記第2のテンプレート波形を求めることを特徴とする生体磁場計測装置。

【請求項6】

請求項1に記載の生体磁場計測装置において、前記(3)の処理において、前記複数のSQUID磁束計の各SQUID磁束計により計測された前記生体磁場の波形から前記相互相関係数の波形を求める処理と、求められた複数の前記相互相関係数の波形の平均波形を求める処理とを含み、前記相互相関係数の波形として、前記平均波形を使用することを特徴とする生体磁場計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、成人、小児、胎児等の心臓や脳等から発生する微弱な磁場を計測するSQUID(Superconducting Quantum Interference Device(以下、SQUIDと略す)：超伝導量子干渉素子)磁束計を使用する生体磁場装置に関し、特に測定された胎児心磁場の波形から、胎児の心拍を抽出する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、SQUID磁束計を用いる生体磁場装置は、生体内の心筋活動(筋肉の活動一般)や、脳内のニューロンの活動に伴って生じるイオン流が作る微弱な生体磁場(計測された磁場は心磁場や脳磁場と呼ばれる)の計測に使用されてきた。イオン電流の動きは生体の電氣的な活動を反映しており、有益な情報を得ることが可能であり、多くの研究が行われている。これらの測定された磁場から胎児心臓のR-R間隔を高速フーリエ変換解析(FFT解析)により求めて、自律神経の活動を観察する報告が行われてきており、胎児のR-R解析の臨床的な有効性が検討されてきている。

【0003】

従来方法では、通常、R波ピークの検出を行うには、ある閾値を決めて、この閾値を越えるピークを検出している（従来技術1：Am. J. Obstet. Gynecol., 125, pp. 1115-1120, 1976）。また、胎児の心磁図信号を用いて、自己相関法を用いた報告が行われている（従来技術2：Physiol. Meas., 16, pp. 49-54, 1995）

一方、心電図の分野では、対象物の心臓の状態を示していると認められる波形のテンプレートを収集し、データ圧縮アルゴリズムを用いて、収集された波形からそのテンプレートに関連付けられる状態の精密診断を行うために必要なデータだけを抽出し、抽出されたデータを用いて、低減データ心電図波形のテンプレートと呼ばれる波形を構成し、次に、低減データ心電図波形のテンプレートを患者の心電図波形と相互に相関させ、かつ相関結果に基づいて診断を行う構成が報告されている（従来技術3：特開平10-211180号公報）。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

従来技術1では、胎児の心磁図波形はR波ピークで数pT程度の非常に弱い信号のため、母体の呼吸などによる低周波の基線の揺らぎなどがあると、閾値を設定できず、検出率がよくR波の検出を行うことは困難であった。また、従来技術2では、R波を高感度に検出する方法などについての詳細な記載がない。さらに、従来技術3では、相関結果から波形のピーク時刻を抽出する手法についての記載がない。このように、従来技術では、自動で検出率が高く、胎児のR-R解析が行える自動R波検出の手段がこれまでなかった。そのため、多くの研究者は目視によるR波の検出を行うしか手段がなく、胎児のR-R解析に長時間を要していた。

【0005】

本発明の目的は、胎児の心臓から発生する微弱磁場波形から、確実に胎児心臓の電気活動によって生じる各波形（P波、QRS波、T波など）のピーク時刻を、安定に精度良く正確に検出することが可能な生体磁場計測装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】

以下の説明では、「母体信号」は母体の心臓から発生する磁場波形を、「胎児信号」は胎児の心臓から発生する磁場波形を意味し、「母体信号のテンプレート波形」は、参照信号として用いられる母体の心電図波形から、例えば、QRS波のピーク、p波のピーク、T波のピークなどを、所定の閾値を超えるピークとして検出することにより、母体の心拍の時刻を検出し、この検出された母体の心拍の時刻を中心時刻とし所定の時間幅をもつ母体信号の波形を意味し、「胎児信号の生波形」は、計測により収集された磁場波形（生データ）から母体信号のテンプレート波形を除去した波形を意味し、「胎児信号のテンプレート波形」は、胎児信号の生波形の、例えば、QRS波形のピーク、P波のピーク、T波のピークなどを、所定の閾値を超えるピークとして検出し、検出されたピーク時刻を中心時刻とし所定の時間幅をもつ胎児信号の波形を意味する。

【0007】

本発明の生体磁場計測装置では、超伝導量子干渉素子を用いた単数又は複数のSQUID磁束計により、生体から発生する磁場を計測し、計測された生体磁場波形から、母体の心臓から発生する磁場波形（母体信号）を除去し、胎児の心臓から発生する磁場波形（胎児信号）を求め、胎児信号のテンプレート波形を作成し、胎児信号の波形とテンプレート波形との間での相互相関係数の波形を求め、この相互相関係数のピークを検出し、検出されたピーク時刻を表示する。

【0008】

本発明の生体磁場計測装置によれば、基線がゆれているような、胎児の心臓から発生する微弱磁場波形であっても、胎児の心臓の電気活動によって生じるP波、QRS波、T波などの各波形のピークを安定にそして高感度で得ることが可能である。

【0009】**【発明の実施の形態】**

本発明の生体磁場計測装置では、（１）計測された生体磁場の波形から、母体の心臓から発生する磁場波形を除去する演算処理、（２）母体の心臓から発生する磁場波形が除去された波形から、胎児の心臓から発生する磁場波形の第１のテ

ンプレート波形を求める演算処理、(3) 母体の心臓から発生する磁場波形が除去された波形と第1のテンプレート波形との間の相互相関係数の波形を求める演算処理、(4) 相互相関係数の波形からピークを検出する演算処理、を順次行ない、検出されたピークの出現時刻が表示装置に表示される。上記(1)の処理は、母体の心臓から発生する磁場波形の第2のテンプレート波形を求める演算処理と、第2のテンプレート波形の初期点と終了点の値をゼロとする基線補正処理と、計測された生体磁場の波形から、基線補正処理がされた第2のテンプレート波形を除去する演算処理とを含む。上記(1)の処理は、生体磁場の検出と同時に計測された母体の心電波形を参照信号として実行される。第1のテンプレート波形、第2のテンプレート波形は、加算平均処理によって求められる。上記(3)の処理において、複数のSQUID磁束計(複数のチャンネル)の各SQUID磁束計で(各チャンネルで)計測された生体磁場の波形から、相互相関係数の波形を求める処理と、複数のチャンネルで求められた相互相関係数の波形の平均波形を求める処理とを含み、相互相関係数の波形として、平均波形が使用される。

【0010】

以下、本発明の実施例を図面を用いて詳細に説明する。

【0011】

図1は、本発明の実施例の生体磁場計測装置の構成例を示す図である。図1に示すように外部磁場を遮蔽する磁気シールドルーム1内には、被験者9が横になるベッド4と複数個(複数チャンネル)のSQUID磁束計およびSQUID磁束計を超伝導状態に保持するための冷媒(液体ヘリウムまたは液体窒素)が貯蔵されたクライオスタット2と、クライオスタット2を機械的に保持するガントリー3が配置されている。ベッド4は、X方向、Y方向、Z方向に移動可能である。磁気シールドルーム1の外部にはSQUID磁束計の駆動回路5と、アンプ回路およびフィルタ回路ユニット6と、データ取り込みおよびデータ解析用コンピュータ(演算処理装置)7と、心電計などの外部入力信号を取るための回路8とが配置されている。

【0012】

SQUID磁束計によって検出された生体磁場信号は、アンプ回路およびフィ

ルタ回路ユニット6により増幅され、かつ設定周波数より低い周波数信号を通過させるローパスフィルタや設定周波数より高い周波数信号を通過させるハイパスフィルタ、商用電源周波数だけをカットするノッチフィルタなどの信号処理を経た後、パソコン7に生データとして取り込まれる。また、心電計などの外部入力信号をとるための回路8からの信号波形はパソコン7に生データとして取り込まれる。また、パソコン7は、取り込んだ生データを生データファイルに格納し、波形を画面表示したり、また波形の信号処理や等磁場線図処理などを行い、表示することもできる。

【0013】

図2は、本発明の実施例のデータ処理の概念フロー図である。図2において、図1のパソコン7で取り込んだ生体磁場計測信号21および外部入力信号22は、生データファイル23に格納される。また生体磁場計測信号21および外部入力信号22は、生データファイル23に格納されると同時に、DSP (Digital Signal Processor) (図示せず) を用いて、リアルタイムで加算平均処理25などの信号処理を行うこともできる。生データファイル23からデータ処理するファイルを読み出し、読み出したファイルの信号波形データのうち、磁場信号波形あるいは、該磁束計以外の入力信号波形のいずれかのチャンネルの波形をトリガー信号として、該トリガー信号波形を用いて生体磁場計測信号21 (波形A) に対して加算平均処理25を行う。

【0014】

次に、加算平均処理25により得られた波形に対して、基線補正処理26を行う。次に、基線補正処理26により得られた波形 (波形B) を、トリガー信号を用いて、波形Aとの差分処理27を行う。波形差分処理27により得られた波形Cは、信号処理波形データファイル24に格納される。また波形Cは、波形Aとの差分処理28により、波形Dが得られる。波形Dは、信号処理波形データファイル24に格納される。

【0015】

信号処理波形データファイル24のデータは、再度、加算平均処理25、基線補正処理26、差分処理27、差分処理28の一連のデータ処理を繰り返し行う

こともできる。また、トリガー信号として信号処理波形データファイル24のデータを用いることもできる。生データファイル23、信号処理波形データファイル24に格納された波形データは、表示区間や表示スケール、表示する波形のチャンネルなどの入力設定に従って、波形表示処理30および等磁場線図処理31が行われ、表示画面部32に表示される。

【0016】

図3は、図2の加算平均処理25と基線補正処理26と波形差分処理27の信号処理方法の概念を示す図である。図3では、一実施例として、胎児の心臓磁場信号計測を目的とした場合について説明する。母親の腹部から計測された磁場信号波形36について、母親の心電計波形35をトリガー信号として、トリガー信号のピーク値の時刻のT1秒前からT2秒間を加算区間として、加算平均処理を行う。一般に母親の心電計波形には、胎児の心電計波形はほとんど検出できないか、あるいは極めて小さい。したがって、心電計の波形に閾値を設定して、波形のピーク値を検出すれば、母親の心電計波形のピーク値を検出できる。このピーク値をトリガーとして、加算区間T2で加算平均処理を行って波形37を得る。加算平均処理をすることで、母親の心電計波形35に同期しない胎児の心臓の磁場信号波形は減衰し、心電計波形35に同期した母親の心臓の磁場信号の加算平均処理波形37を抽出することができる。

【0017】

波形37の任意の2点の時刻における信号強度の値を直線で結ぶ。この直線を波形37の基線38とする。母親の腹部から計測された磁場信号波形36は、母親の呼吸振動に起因する波形のゆれも含む場合があり、加算平均処理だけでは完全に波形のゆれは除去できない場合もある。結果として、波形37のように基線38は、勾配とオフセット分をもった波形となる。基線38を基線40のように勾配をゼロにし、かつオフセットの値がゼロになるよう基線補正処理を行って、波形39を得る。基線補正処理を行うことによって、以下記述する差分処理を行うときに、差分区間の波形と波形のつなが目を平滑にする効果がある。

【0018】

次に、心電計信号波形35（トリガー信号）に同期させて、母親の腹部から計

測された磁場信号波形 36 から母親の心臓磁場信号の基線補正処理波形 39 を差分処理すると、目的とする胎児の心臓磁場信号の差分処理波形 41 を得る。更に、波形 36 から波形 41 を差分処理すると、母親の長時間の心臓磁場信号波形（図示せず）を得ることができる。上記処理においては心電計等の外部入力信号があった方が処理が簡単になるが、そのような外部入力信号がなくても、磁束計からの信号波形を、基準時刻に基づき処理することにより可能となる。

【0019】

図 4 は、本発明の実施例における信号処理の一実施例として一臨床例を示した図である。一例として、胎児の心臓から発生する磁場信号計測を目的として、母親の腹部から計測された磁場信号波形 45（収集データ）は、胎児の心臓から発生する磁場信号波形だけでなく母体の心臓から発生する磁場信号波形が重なり合っている。外部入力信号として母体の心電計波形 46 を取り込み、心電計波形 46 をトリガー信号として、磁場信号波形 45 について加算平均処理 25（図 2）し、更に基線補正処理 26（図 2）を施し得られた波形（参照データ）を、磁場信号波形 45 と波形差分処理 27（図 2）を行うと、母体の心臓の磁場信号が除去され、波形 47 が得られる。波形 47 は、胎児の心臓の磁場信号波形である。更に、胎児の心臓波形で QRS 波と呼ばれる波形の除去を目的として、波形 47 の R 波の繰り返しピークをトリガー信号として、波形 47 について再度加算平均処理 25（図 2）と基線補正処理 26（図 2）を施し得られた波形（参照データ）を、磁場信号波形 47 と波形差分処理 27（図 2）を行うと、胎児の心臓波形の QRS 波を除去した波形 48 を抽出することができる。この臨床例については、波形 48 の特徴として鋸歯のような周期性を持った波形（F 波と呼ばれる）が見られ、症例として心房粗動と診断される。

【0020】

図 5 は、本発明の実施例における表示画面の一例を示した図である。一例として、胎児の心臓から発生する磁場信号計測を目的として、母親の腹部から計測された磁場信号波形 51 と、外部入力信号として取り込んだ母体の心電計波形 53 と、この心電計波形をトリガー信号として、磁場信号波形 51 について加算平均処理 25（図 2）と基線補正処理 26（図 2）と波形差分処理 27（図 2）を施

し得られた胎児の心臓磁場波形52を、図5のように同一画面に同一時系列に並べて表示することで、視覚的に母体信号と胎児信号との時間的關係などが容易に比較できる。

【0021】

更に、磁場信号波形51から胎児の心臓の磁場信号波形52を差分処理すると、母体の心臓の磁場信号波形（図示せず）を抽出することができ、波形表示ウィンドウを追加して、抽出した母体の心臓磁場信号波形も同一画面に同一時系列に表示することができる。表示する波形チャンネルは、チャンネル選択ボックス57の▼印をクリックするとプルダウンメニューが開き、その中からチャンネルを選択する。スクロールバー55で波形表示の時刻56をスクロールすることができる。また波形51と波形52の波形表示の時刻も連動して同時にスクロールする。カーソル54を移動させることで、カーソル54の位置での波形の信号強度および時刻を表示する。また、カーソルは一箇所を移動させると連動して、その他の波形のカーソルも移動する。

【0022】

図6は、本発明の実施例におけるピーク検出の処理手順を示す流れ図である。母体の心電図波形（またはハイパスフィルタ後の母体の心電図波形）313を参照信号として、図1のパソコン7に収集された生データ301から、母体信号（母体の心臓から発生する磁場波形）のテンプレート波形303を作成する。参照信号として用いられる母体の心電図波形313から、例えば、QRS波のピーク、p波のピーク、T波のピークなどを、所定の閾値を超えるピークとして検出し、母体の心拍の時刻を検出する。

【0023】

検出された母体の心拍の時刻を中心時刻とし所定の時間幅をもつ母体信号の波形を、各チャンネル毎にN回の心拍分加算し、加算された母体信号の波形をNで割り、加算平均処理25（図2）を行ない、 S/N より平均化処理された母体信号のテンプレート波形303を作成することができる。また、この母体信号のテンプレート波形の初期点と終了点の値をゼロとする処理を施すため、これらの初期点と終了点を結ぶ直線の勾配をゼロにするような基線補正処理26（図2）を行

う。以上の処理内容の詳細は、図2から図5により先に説明済みである。

【0024】

次に、計測により収集された生データ301から母体信号のテンプレート波形303を除去する処理304を行ない、胎児信号の生波形305を作成する。即ち、母体信号のテンプレート波形303を、生データ301内の母体の心拍の時刻に合わせて除去する処理304により、胎児信号の生波形305が作成できる。

【0025】

次に、胎児信号の生波形305から、胎児信号のテンプレート波形を加算平均処理により作成する。この加算平均処理は処理302と同様に、胎児信号の例えばQRS波のピークを、所定の閾値を超えるピークとして検出してM回の心拍分加算し、加算された波形をMで割り、 S/N のよい平均化処理された胎児信号のテンプレート波形307が作成できる。この胎児信号のテンプレート波形307は、検出したいQRS波形、P波、T波などの対象波形毎に作成すれば、QRS波形のピーク時刻、P波のピーク時刻、T波のピーク時刻をそれぞれ独立に検出することができる。

【0026】

次に、胎児信号のテンプレート波形307と胎児信号の生波形305との相互相関係数を計算する処理308を行う。処理308により、測定時間内の相互相関係数の波形309を作成できる。この測定時間内の相互相関係数の波形309内で閾値を設定し、ピークを検出する処理310を行うことで、ピーク時刻の検出311が行える。検出されたピーク位置時刻の表示、トレンドグラフの作成、FFT解析などを行う処理312が、パソコン7で実行される。検出されたピーク時刻、トレンドグラフ、FFT解析結果はパソコン7の画面上に表示される。

【0027】

図7は、本発明の実施例における胎児の心磁図波形の生波形10（図6の301）を示す図である。図7に示すように、生波形10には、母体の心臓から発生した磁場波形bと胎児の心臓から発生した磁場波形aとが混合して出現している。健康な胎児の場合、心拍が成人の心拍より2倍早いいため、胎児の心臓から発生

した磁場波形 a の出現回数は、母体の心臓から発生した磁場波形 b の出現回数の約 2 倍になっている。

【0028】

図 8 は、図 7 に示す生波形 1 0（図 6 の 3 0 1）に、5 H z ～ 5 0 H z のバンドパスフィルターのデジタルフィルター処理を行った後の波形 1 1 を示す図である。このバンドパスフィルターの処理は、必ずしも必要な処理ではないため、図 6 には記載していない。このバンドパスフィルター処理を行うことにより、基線の大きな揺らぎと基線に乗っている小さいノイズ成分などが除去でき、より精度よくピーク検出が行える効果がある。

【0029】

図 9 は、図 8 の生波形から、母体の心臓から発生する磁場を除去して得られる胎児の心臓から発生する磁場波形を示す図である。図 9 は、母体信号のテンプレート波形の除去により得られた胎児の生波形 1 2 を示す図である。生波形 1 2 は、図 7 の生波形 1 0 をバンドパスフィルター処理した図 8 の生波形 1 1（ハイパスフィルター処理を行っているが、図 6 の 3 0 1 に相当する）から、作成された母体信号のテンプレート波形 3 0 3 を除去する処理 3 0 4 によって作成できる。

【0030】

図 1 0 は、図 9 の胎児の心臓から発生する磁場波形から、R 波同期の加算平均処理によって作成された加算平均波形（胎児信号のテンプレート波形 1 3）を示す図である。図 1 0 の波形は、胎児信号の Q R S 波のピークを、所定の閾値を超えるピークとして検出して 1 0 0 回心拍分加算し、加算された波形を 1 0 0 で割り、胎児信号のテンプレート波形 1 3（図 6 の 3 0 7）を作成した結果を示している。

【0031】

図 1 1 は、図 9 の胎児の心臓から発生する磁場波形 1 2 と、図 1 0 の加算平均波形（胎児信号のテンプレート波形 1 3）との相互相関係数を計算して得られる、計測時間内の相互相関係数の波形 1 4 を示す図である。相互相関係数の波形 1 4 では、胎児の R 波の時刻に相当する時刻で、胎児の心臓から発生した相互相関係数の波形 a' が検出されていることが分かる。この相互相関係数の波形 a' に

所定の閾値（例えば、0.8）を設定して、ピーク時刻を検出することでR波のピーク時刻が検出できる。

【0032】

図12は、図9の胎児の心臓から発生する磁場波形12上に、図11の相互相関係数の波形から得られたピークの検出時刻位置を、丸印で表示した波形15を示す図である。図12に示す波形15での丸印を確認することで、検出されたピークの信頼性を評価できる。

【0033】

図13は、本発明の実施例におけるピーク検出の処理手順を示す流れ図である。図6に示した処理手順では、所定の1つのチャンネル（ch）に関する生データ301を用いて相互相関係数の波形309を求めたが、図13に示す処理手順では、相互相関係数の波形309を、複数のチャンネルに関する生データ301を用いて求める。図13において、処理301から処理308までの処理、処理310から処理312までの処理は、図6に示した処理手順と同じである。求められた、測定時間内の複数の相互相関係数の波形309の加算平均処理111を行い、S/Nのよい相互相関係数の波形を得ることができる。

【0034】

図14は、本発明の実施例において、複数チャンネルで得られた相互相関係数の波形を用いて、平均相互相関係数の波形を作成した図であり、図13に示した処理111によって得られた相互相関係数の5個の相互相関係数平均波形16を示す図である。平均波形16では、図11に示した1つのチャンネルの波形を用いた処理結果に比べてS/Nよく胎児の心臓から発生する相互相関係数の波形a'が検出されていることが分かる。

【0035】

図13および図14に示した複数チャンネルの相互相関係数の平均波形を計算することにより、胎児の心臓から発する磁場の波形の振幅が弱い場合でも、S/Nよく心拍のピーク時刻を検出することができる効果がある。

【0036】

また、母体の心臓から発生する磁場の振幅が、胎児の心臓から発生する磁場に

比べて小さい場合には、図2から図5に示した処理手順（図6、図13に示した処理303）は行わず、生データ301から直接胎児の心臓から発生する磁場を用いて、処理305から処理312を行っていけばよいことは言うまでもない。

【0037】

以上の処理により得られたQRS波、p波、T波などのピーク時刻は、R-R間隔の時刻を時系列に折れ線グラフで表示したり、瞬時心拍数に変換して時系列に折れ線グラフで表示を行う。これらのグラフを表示し、不連続な点などをオペレーターが見つけたら、ピーク検出の読み取りミスとオペレーターは判断し、不連続な点をクリックすれば、不連続な点となっている時刻の近傍の磁場波形を表示するGUIを有する構成とすることも可能である。このGUIを構成することにより、作業効率を格段に向上させるという効果がある。

【0038】

【発明の効果】

本発明の生体磁場計測装置によれば、胎児の心臓から発生する微弱磁場波形から、P波、QRS波、T波などの各波形のピーク時刻を精度良く正確に検出することが可能となる。また、自動的な信号処理によりピークの検出率が高くなり、効率よく、胎児のR-R解析が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の実施例の生体磁場計測装置の構成例を示す図。

【図2】

本発明の実施例のデータ処理の概念フロー図。

【図3】

本発明の実施例における加算平均処理、基線補正処理、波形差分処理の信号処理方法の概念を示す図。

【図4】

本発明の実施例の信号処理の一臨床例を示す図。

【図5】

本発明の実施例の波形表示画面の例を示す図。

【図 6】

本発明の実施例におけるピーク検出の処理手順を示す流れ図。

【図 7】

本発明の実施例における胎児の心磁図波形の生波形を示す図。

【図 8】

図 7 の生波形に 5 Hz ~ 50 Hz のバンドパスフィルターのデジタルフィルタ処理を行った後の波形を示す図。

【図 9】

図 8 の生波形から母体の心臓から発生する磁場を除去して得られる胎児の心臓から発生する磁場波形を示す図。

【図 10】

図 9 に示す胎児の心臓から発生する磁場波形から、R 波同期の加算平均処理によって作成された加算平均波形を示す図。

【図 11】

図 9 に示す胎児の心臓から発生する磁場波形と、図 10 の加算平均波形との相互相関係数を計算し、計測時間内の相互相関係数の波形を示す図。

【図 12】

図 9 に示す胎児の心臓から発生する磁場波形上に、図 11 の相互相関係数の波形から得られたピークの検出時刻位置を、丸印で表示した波形 15 を示す図。

【図 13】

本発明の実施例におけるピーク検出の処理手順を示す流れ図。

【図 14】

本発明の実施例において、複数チャンネルで得られた相互相関係数の波形から求めた平均相互相関係数の波形を示す図。

【符号の説明】

1…磁気シールドルーム、2…SQUID 磁束計およびクライオスタット、3…ガントリー、4…ベッド、5…SQUID 磁束計の駆動回路、6…アンプ回路およびフィルタ回路ユニット、7…コンピュータ、8…心電計などの外部入力信号を取るための回路、9…被験者、10…胎児の心磁図波形の生波形、11…5

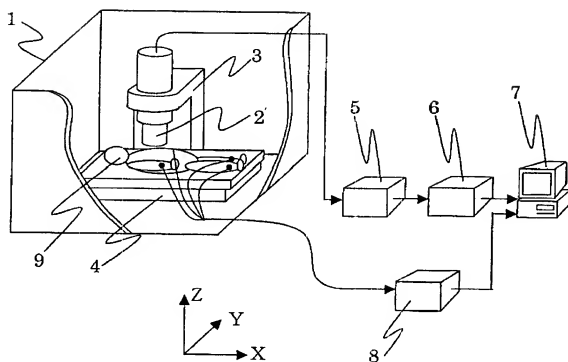
H z ～ 5 0 H z のバンドパスフィルターのデジタルフィルター処理を行った波形、1 2 …母体信号のテンプレート波形を除去した胎児の生波形、1 3 …胎児信号のテンプレート波形、1 4 …相互相関係数の波形、1 5 …丸印 c を表示した波形、1 6 …相互相関係数平均波形、2 1 …生体磁場計測信号、2 2 …外部入力信号、2 3 …生データファイル、2 4 …信号処理波形データファイル、2 5 …加算平均処理、2 6 …基線補正処理、2 7 …波形差分処理（波形 A－波形 B）、2 8 …波形差分処理（波形 A－波形 C）、3 0 …波形表示処理、3 1 …等磁場線図処理、3 2 …表示画面部、3 5 …トリガー信号波形、3 6 …計測された磁場信号波形、3 7 …加算平均処理波形、3 8 …加算平均処理波形の基線、3 9 …基線補正処理波形、4 0 …基線補正処理波形の基線、4 1 …差分処理波形（波形 3 6 から波形 3 9 を差し引いた波形）、4 5 …計測された生体磁場信号波形（母体の心臓と胎児の心臓の磁場信号波形）、4 6 …計測された心電計信号波形（母体の心臓の信号波形）、4 7 …母体信号除去処理後の波形（胎児の心臓の磁場信号波形）、4 8 …胎児の心臓の Q R S 波を除去した磁場信号波形、5 1 …計測された生体磁場信号波形（母体の心臓と胎児の心臓の磁場信号波形）、5 2 …信号処理後波形（胎児の磁場信号波形）、5 3 …トリガー信号波形（母体の心電計波形）、5 4 …時刻と信号強度表示用カーソルバー、5 5 …時間波形スクロールバー、5 6 …時刻と時間スケール表示、5 7 …表示チャンネル選択ボックス、3 0 1 …生データ、3 0 2 …母体の心電図波形を参照信号として母体信号のテンプレート波形を加算平均処理によって作成する処理、3 0 3 …母体信号のテンプレート波形、3 0 4 …生データ 3 0 1 から母体信号のテンプレート波形 3 0 3 を除去する処理、3 0 5 …胎児信号の生波形、3 0 6 …胎児信号の生波形 3 0 5 から胎児信号のテンプレート波形を加算平均処理によって作成する処理、3 0 7 …胎児信号のテンプレート波形、3 0 8 …胎児信号のテンプレート波形 3 0 7 と胎児信号の生波形 3 0 5 との相互相関係数の計算を行う処理、3 0 9 …測定時間内の相互相関係数の波形、3 1 0 …閾値を決めてピークを検出する処理、1 1 1 …複数のチャンネルの生データから得られた相互相関係数の波形 3 0 9 の平均波形を計算する処理、3 1 1 …検出されたピーク位置時刻、3 1 2 …ピーク位置時刻の表示、トレンドグラフの作成、F F T 解析などを行う処理、a …胎児心臓から発生した磁場波

形、a' …胎児の心臓から発生する相互相関係数の波形、b…母体心臓から発生した磁場波形、c…胎児R波が出現している時刻を示す丸印。

【書類名】 図面

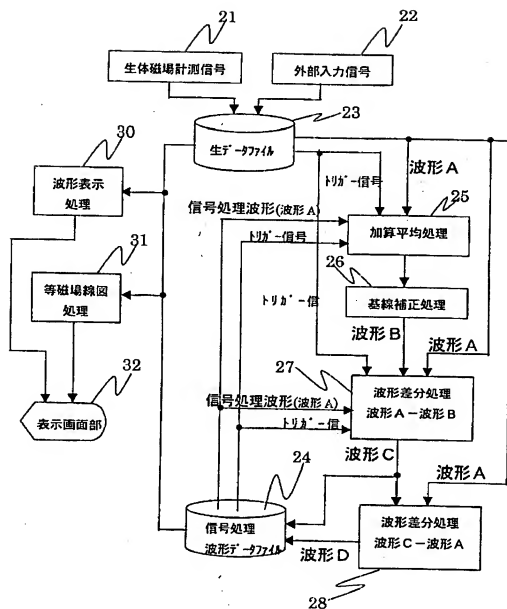
【図 1】

図 1



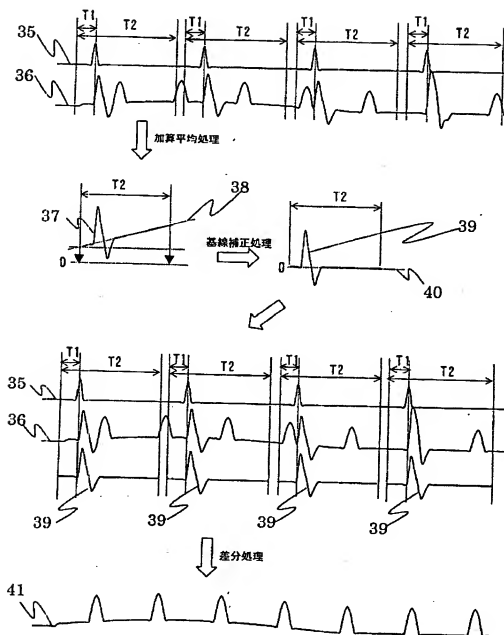
【図 2】

図 2

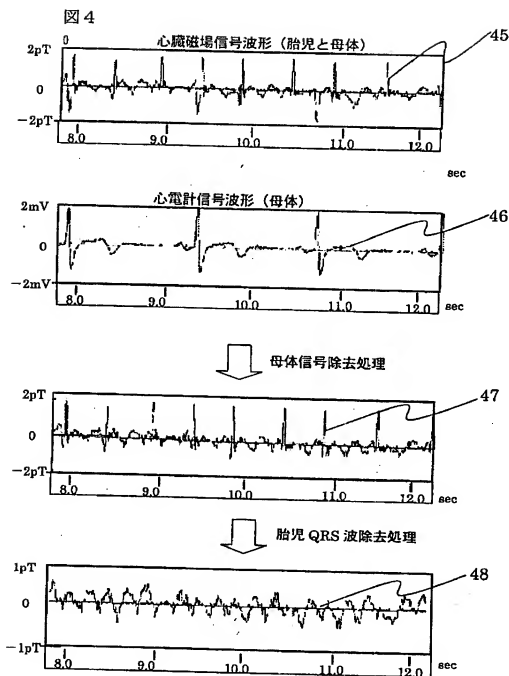


【図 3】

図 3

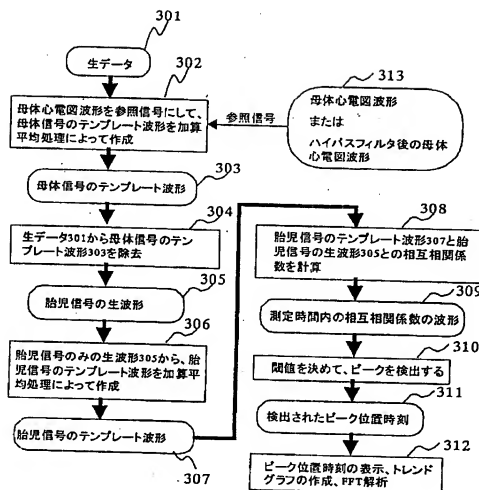


【図 4】



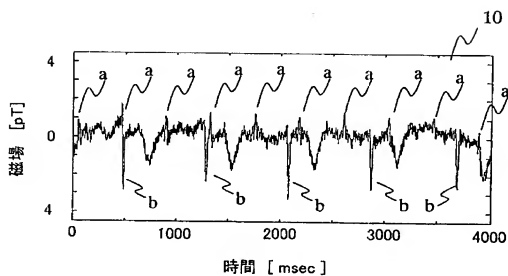
【図 6】

図 6



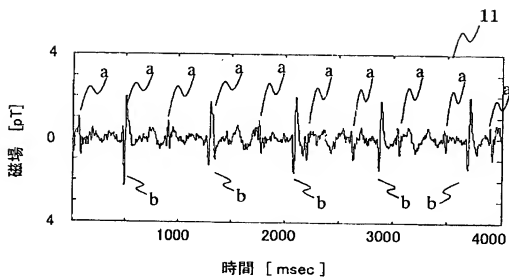
【図 7】

図 7



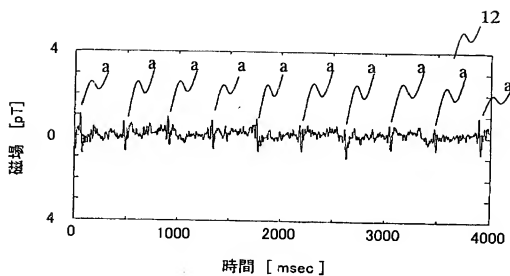
【図 8】

図 8



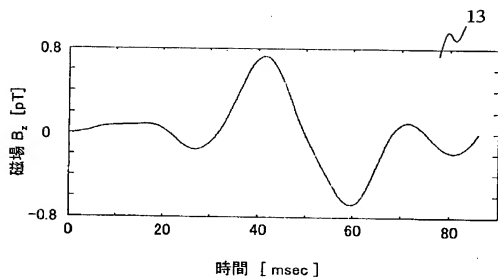
【図 9】

図 9



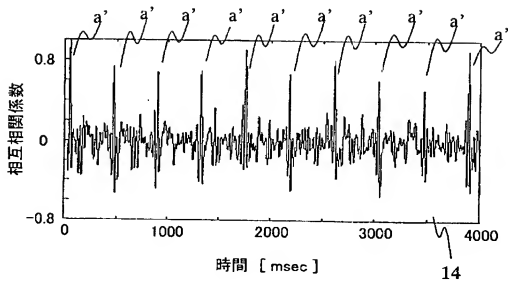
【図 10】

図 10



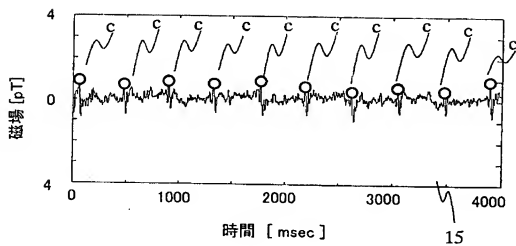
【図 11】

図 11



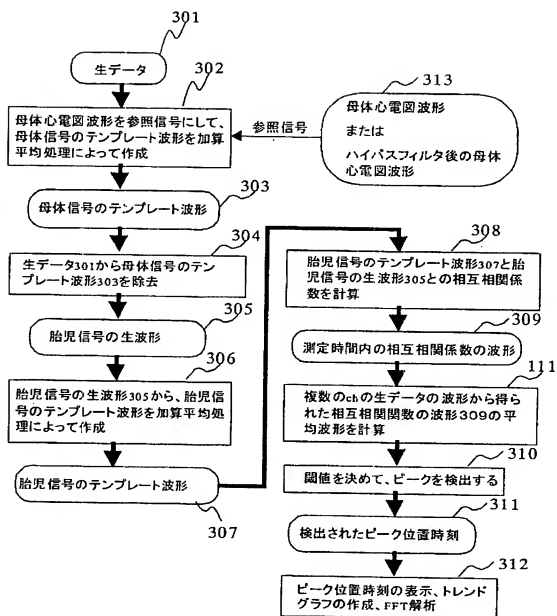
【図 12】

図 12



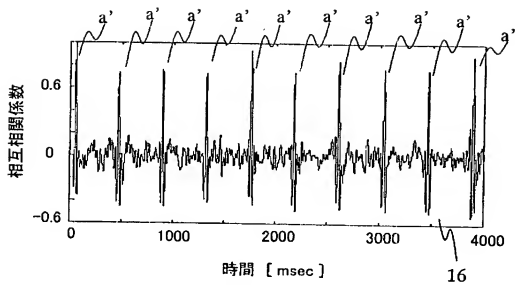
【図13】

図13



【図 14】

図 14



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 胎児の心臓から発生する磁場波形から、P波、QRS波、T波などの各波形のピーク時刻を検出できる生体磁場計測装置を提供する。

【解決手段】 (1) 計測された生体磁場の波形 301 から、母体の心臓から発生する磁場波形を除去する処理 313、302～304 と、(2) 母体の心臓から発生する磁場波形が除去された波形 305 から、胎児の心臓から発生する磁場波形のテンプレート波形を求める処理 306、307 と、(3) 母体の心臓から発生する磁場波形が除去された波形とテンプレート波形との間の相互相関係数の波形を求める処理 308、309 と、(4) 相互相関係数の波形からピークを検出する処理 310 と、を行ない、表示装置に検出されたピークの出現時刻 311 が表示される。

【効果】 各波形のピーク時刻を精度良く正確に検出できる。

【選択図】 図 6

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2002-229397
受付番号	50201168940
書類名	特許願
担当官	塩原 啓三 2404
作成日	平成14年 9月13日

<認定情報・付加情報>

【提出日】

平成14年 8月 7日

次頁無

出証特 2003-3069620

特願 2002-229397

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[501387839]

1. 変更年月日

2001年10月 3日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都港区西新橋一丁目24番14号

氏 名

株式会社日立ハイテクノロジーズ